



(19) BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

Offenlegungsschrift

(10) DE 42 08 941 A 1

(51) Int. Cl. 5:
A 61 F 2/66

DE 42 08 941 A 1

(21) Aktenzeichen: P 42 08 941.7
(22) Anmeldetag: 19. 3. 92
(43) Offenlegungstag: 23. 9. 93

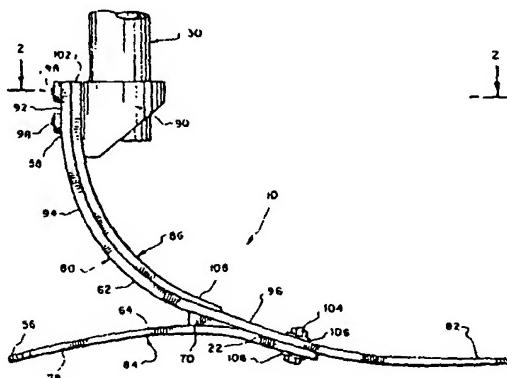
(71) Anmelder:
Lehn, Phillips van, Rancho Santa Fe, Calif., US

(74) Vertreter:
Ackmann, G., Dr.-Ing., 47053 Duisburg; Menges, R.,
Dipl.-Ing., Pat.-Anwälte, 80469 München

(72) Erfinder:
gleich Anmelder

(54) Fußprothese mit Hilfsknöchelkonstruktion

(55) Ein prosthetischer Fuß (10) ist durch einen Vorderfußteil (80) gekennzeichnet, der einen Fersenteil hat, welcher an ihm lösbar und austauschbar befestigt ist. Der Vorderfußteil (80) und der Fersenteil (84) sind aus mit Polymer getränkten und in Polymer eingebetteten Laminaten oder anderen faserverstärkten Materialien hergestellt, zu denen mit Kohlefasern und/oder Glasfasern oder synthetischen Fasern wie Kevlar verstärkte Materialien gehören. Die lösbare Verbindung des Fersenteils (84) gestattet die Austauschbarkeit des Fersenteils (84) und des Vorderfußteils (80), um sie dem Gewicht, dem Schritt und der Aktivität des den prosthetischen Fuß benutzenden Trägers anpassen zu können. Ein Hilfsknöchelteil (86) und ein Keil (70) zwischen dem Vorderfußteil (80) und dem Fersenteil (84) sorgen für zusätzliche Einstellbarkeit.



Beschreibung

Die Erfindung bezieht sich allgemein auf Fußprothesen und betrifft insbesondere einen prosthetischen Fuß, der durch eine unitäre Fuß- und Fersenkonstruktion und/oder eine Hilfsknöchelkonstruktion gekennzeichnet ist, die gestattet, die Flexibilität der Prothese wahlweise zu bestimmen und leicht zu ändern. Die Erfindung beinhaltet außerdem eine verbesserte Kupplung zur Befestigung der Fußprothese an einem Hilfspylonrohr.

Im Stand der Technik gibt es verschiedene Arten von mechanischen Vorrichtungen, mit denen versucht wird, das Fußprothesenproblem zu lösen. Zu den üblichen älteren Vorrichtungen gehört die von Lange, US 20 75 583, welche ein Gummiformstück aufweist, das in gebrauchsfähiger Beziehung zu einem starren metallischen Kern befestigt ist. Exemplarisch für die letzten Entwicklungen auf dem Gebiet ist Poggi, US 46 45 509, wobei es sich um einen prosthetischen Fuß handelt, der einen monolithischen Längsträger oder Balken mit relativ massiven Proportionen aufweist, welcher dazu bestimmt ist, auf die Belastung durch den Körper eines Amputierten während Gehens, Rennens, Springens und dgl. anzusprechen und die resultierende gespeicherte Energie freizusetzen, um Hub und Schub des Fußes zu erzeugen, die den natürlichen Schritt des Amputierten ergänzen.

Alle bekannten Vorrichtungen haben jedoch beträchtliche Nachteile, insbesondere die Bauteile der Prothesen, wie in Lange, sind zu schwer und zu steif oder sind, wie bei Poggi, zu massiv und monolithisch, um auf Nuancen von Spannungsgradienten richtig anzusprechen, die für den menschlichen Fuß charakteristisch sind.

Einer der Hauptfaktoren, der die Erzeugung eines wirklich erfolgreichen prosthetischen Fußes blockiert hat, war die Fixierung des Standes der Technik auf die Duplikierung der baulichen Aspekte der Skelett- und Muskelkomponenten eines tatsächlichen menschlichen Fußes. In vielen Fällen, wie z. B. bei Poggi, US 46 45 509, oben erwähnt, wird versucht, sogar die Zehen des Fußes zu duplizieren, indem eine Nachahmung derselben vorgesehen wird. Es ist diese Fixierung auf die mechanischen Elemente des menschlichen Fußes, welche den Stand der Technik auf einen Versuch beschränkt hat, die Einzelteile des menschlichen Fußes zu duplizieren, eine Tendenz, für die sich bei Gajdos, US 33 35 428, ein besonderes Beispiel findet.

Das US-Patent 50 37 444 des Anmelders, das am 6. August 1991 ausgegeben worden ist, offenbart gewissen Prinzipien, die sich auf einen prosthetischen Fuß beziehen, der durch einen Vorderfußteil und einen Fersenteil gekennzeichnet ist, die permanent oder lösbar miteinander verbunden sein können, wodurch sowohl der Vorderfußteil als auch der Fersenteil gegen entsprechend aufgebaute Fersen- und Fußteile leicht ausgetauscht werden können. Diese Austauschbarkeit gestattet eine Größeneinstellung oder das Vorsehen von unterschiedlichen Federkonstanten, um eine Anpassung an die Größe des Fußes des Amputierten oder an den Schritt und das Gewicht des Amputierten vorzunehmen, was einen fast unendlichen Bereich von Kombinationen von Federkonstante und Größe für den Amputierten ergibt und einen natürlichen Schritt und einen federnden Gang gestattet, die durch bekannte prosthetische Vorrichtungen bislang nicht erzielbar gewesen sind. Bei der Erfindung gemäß dem US-Patent 50 37 444 des Anmelders wird eine horizontale Befestigungsfläche zur Befesti-

gung der Prothese an einem Pylon benutzt, wobei diese horizontale Befestigungsfläche aber einige Beschränkungen hinsichtlich Größe, Gewicht und Leistungsfähigkeit der Prothese sowie Schwierigkeiten und Fertigungskosten mit sich bringt, die durch die vorliegende Erfindung vermieden werden sollen.

Die Erfindung schafft deshalb eine Fußprothese, die gekennzeichnet ist durch einen Vorderfußteil und einen Fersenteil, welche permanent oder dauerhaft miteinander verbunden sein können, wobei der Vorderfußteil einen sich aufwärts erstreckenden Befestigungsabschnitt hat, der die Herstellung erleichtert und Widerstand gegen Drehung schafft, wodurch sowohl der Vorderfußteil als auch der Fersenteil leicht gegen entsprechend aufgebaute Vorderfuß- und Fersenteile ausgetauscht werden können, um eine Größeneinstellung vorzunehmen oder unterschiedliche Federkonstanten vorzusehen, um eine Anpassung an die Größe des Fußes des Amputierten oder den Schritt und das Gewicht des Amputierten vorzunehmen, und wobei weitere Einstellungen vorgenommen werden können durch die Verwendung eines Hilfsknöchelfederteils. Deshalb kann eine fast unendliche Kombination von Federkonstante und Größe für den Amputierten vorgesehen werden, wodurch ein natürlicher Schritt und ein federnder Gang erzielt werden, die durch bekannte prosthetische Vorrichtungen nicht erzielt werden können.

Weiter schafft die Erfindung einen prosthetischen Fuß der vorgenannten Art mit einem austauschbaren oder permanenten Vorderfußteil, der einen Zehabschnitt, einen Ristabschnitt, einen gekrümmten Fußknöchel- oder Fußwurzelabschnitt und einen sich aufwärts erstreckenden Befestigungsabschnitt hat, die alle so aufgebaut sind, daß sie keine abnehmende Dicke aufzuweisen brauchen. Außerdem ist bei dem vorgenannten Fuß ein Fersenteil vorgesehen, der einen Befestigungsabschnitt hat, welcher an der Schnittstelle des Rist- und des Zehabschnitts des Vorderfußteils befestigt ist, und ein Fersenabschnitt, welcher sich über den gekrümmten Fußknöchelabschnitt und den Befestigungsabschnitt des Vorderfußteils hinaus erstreckt. Der Fersenabschnitt erstreckt sich über den gekrümmten Knöchelabschnitt und den Befestigungsabschnitt des Vorderfußteils hinaus.

Der Vorderfußteil kann, wie oben erwähnt, mit unterschiedlichen Größen und Federkonstanten versehen werden, und ein Hilfsfußknöchelteil kann benutzt werden, was gestattet, ihn dem Gang, dem Gewicht und dem Aktivitätsgrad des Amputierten ohne weiteres anzupassen. Entsprechend kann der Vorderfußteil mit dem Fersenteil des Fußes lösbar verbunden werden, um zu gestalten, unterschiedliche Größen des Fersenteils mit unterschiedlichen Federkonstanten in gebrauchsfähiger Beziehung zu dem Vorderfußteil zu befestigen.

Außerdem schafft die Erfindung einen prosthetischen Fuß der vorgenannten Art, bei dem sowohl der Vorderfuß- als auch der Fersenteil des Fußes hergestellt werden können und der Hilfsknöchel hergestellt werden kann aus überlagerten Laminaten, die durch ein Einbett-polymer in gebrauchsfähiger Beziehung gehalten werden, und bei dem weiter der Zeh-, Rist-, Knöchel- und Befestigungsabschnitt des Vorderfußteils, der Fersenabschnitt des Fersenteils und die Hilfsknöchelbefestigung zu einer Biegespannung in der Lage sind, welche durch die Anzahl der Lamine und Polymere in dem Zeh-, Rist-, Knöchel- und Befestigungsabschnitt des Vorderfußteils, in dem Fersenabschnitt des Fersenteils und in der Hilfsknöchelbefestigung bestimmt wird. Daher sind

die verschiedenen Teile und Abschnitte desselben in ein Polymer eingebettet und zu einem Federspannungsansprechen in der Lage, wenn Fußknöchelbelastungen während der Benutzung des Fußes auf sie ausgeübt werden.

Weiter wird gemäß der Erfindung bei einem prosthetischen Fuß der vorgenannten Art ein Vorderfußteil vorgesehen, der aus durchgehenden, integral und simultan hergestellten Zeh-, Rist-, Knöchel- und Befestigungsabschnitten besteht, wobei diese Abschnitte als ein einheitliches Gebilde durch Polymertränkung von übereinander angeordneten Verstärkungsschichten hergestellt werden, welche in der gewünschten Konfiguration des Vorderfußteils gehalten werden, und der Zeh-, Rist-, Knöchel- und Befestigungsabschnitt sind zu einer Federspannung in der Lage, die durch Energiespeicherung erzeugt wird, wodurch die Beaufschlagung der Zehabschnitte mit Biegemomenten zu einer gleichförmigen Übertragung der Federspannung über den Ristabschnitt und über den gekrümmten Knöchelabschnitt des Vorderfußteils zu dem Befestigungsabschnitt desselben führt.

Alternativ kann Material mit zerhackten Fasern oder anderes geeignetes Verstärkungsmaterial statt der vorgenannten Laminate oder zusätzlich zu denselben benutzt werden.

Darüber hinaus schafft die Erfindung den vorgenannten prosthetischen Fuß, bei dem der gekrümmte Knöchelabschnitt des Vorderfußteils an seinem oberen Ende aus dem oberen Befestigungsabschnitt besteht und sich an seinem unteren Ende in den Ristabschnitt erstreckt und diesen bildet, wobei das untere Ende, der gekrümmte Knöchelabschnitt und der obere Befestigungsabschnitt eine etwa gleichmäßige Dicke quer zur Längsachse der Abschnitte aufweisen. Ebenso sind der Fersenteil und seine verschiedenen Abschnitte mit einer ungefähr gleichmäßigen Dicke quer zu der Längsachse der Abschnitte versehen.

Außerdem schafft die Erfindung die vorgenannte Hilfsknöchelbefestigung, die dem Knöchelabschnitt des Vorderfußteils zugeordnet ist, um den Widerstand des Knöchelabschnitts gegen Belastungen zu steigern, die auf den Zehabschnitt des Vorderfußteils ausgeübt werden. Das Prinzip des Hilfsfußknöchels beinhaltet das Vorsehen von Fußknöchelteilen, die durch unterschiedliche Federkonstanten gekennzeichnet sind, was gestattet, den Widerstand des Knöchelabschnitts gegen Biegung genau auf das Gewicht, den Aktivitätsgrad und andere Eigenschaften der Person, für die der Fuß eingestellt wird, einzustellen.

Die Polymere, die benutzt werden, um die Faserschichten einzubetten, sind durch Elastizität und Flexibilität gekennzeichnet, so daß sich der Vorderfuß- und der Fersenteil proportional zu der Berührung des Vorderfußteils mit einer benachbarten Oberfläche biegen, was bewirkt, daß die resultierende Energie gespeichert und anschließend freigegeben wird, wenn der Gang des Amputierten, der Schuh- und Hubkomponenten beinhaltet, zur Ausnutzung der gespeicherten Energie und infolgedessen zu einer Verringerung der durch den Amputierten aufgewandten Energie führt. Es gibt eine allmähliche Zunahme der Steifigkeit, wenn der Hebelarm des Zehabschnitts des Vorderfußteils sich aufgrund einer allmählichen Biegung desselben verkürzt.

Weiter schafft die Erfindung einen verbesserten Kupplungsmechanismus zum Befestigen eines prosthetischen Fußes der oben genannten Art an einem Hilfspylonrohr, das seinerseits an dem Unterschenkel des Trä-

gers befestigt ist.

Um dem prosthetischen Fuß einen kosmetischen Aspekt zu geben, nachdem der Fuß richtig angepaßt worden ist, und zu gewährleisten, daß der Vorderfuß- und der Fersenteil sowie der Hilfsfußknöchel richtig ausgewogen sind und die geeignete Größe haben, kann die Prothese in eine geeignet geformte Hülle eingekapselt werden, um die Benutzung des prosthetischen Fußes mit einem herkömmlichen Schuh zu erleichtern. Die Hülle muß ausreichend biegsam sein, damit sie die freie Biegung des Vorderfuß- und des Fersenteils sowie des Hilfsfußknöchels des prosthetischen Fußes nicht behindert, wobei aber wegen der inhärenten federnden und spannungsabsorbierenden Eigenschaften des Fußes wenig Abhängigkeit von der zusätzlichen Abfederungswirkung der Hülle benötigt wird.

Infolgedessen ist der Fuß nach der Erfindung gekennzeichnet durch extrem leichtes Gewicht, augenblickliches Ansprechen auf ausgeübte Belastungen und entsprechend augenblickliches Abgeben der gespeicherten Energie, wenn der Gang des Trägers anzeigt, daß die gespeicherte Energie freigegeben werden soll. Darüber hinaus kann der Fuß ohne weiteres in gebrauchsfähiger Beziehung zu herkömmlichen Zusatzpylonen und -kupplungen befestigt werden und kann feinabgestimmt werden, indem die Eigenschaften des Vorderfuß- und des Fersenteils sowie des Hilfsfußknöchels so abgestimmt werden, daß das endgültige operative Ansprechen auf die Bedürfnisse des Trägers erzielt wird.

Infolgedessen kann der Träger des Fußes eine große Vielfalt von Aktivitäten entwickeln, die in der Vergangenheit wegen der baulichen Beschränkungen und der entsprechenden Leistungen der bekannten Prothesen ausgeschlossen waren. Der Fuß hält Laufen, Springen und andere Aktivitäten aus und kann auf dieselbe Weise wie der normale Fuß des Trägers benutzt werden.

Ausführungsbeispiele der Erfindung werden im folgenden unter Bezugnahme auf die Zeichnungen näher beschrieben. Es zeigt

Fig. 1 eine Seitenansicht eines Teils einer erfindungsgemäß aufgebauten Prothese,

Fig. 2 eine Ansicht in Draufsicht und im Schnitt nach der Linie 2-2 in Fig. 1,

Fig. 3 eine Vorderansicht nach der Linie 3-3 in Fig. 2, und

Fig. 4 eine Teilschnitt- und Seitenansicht nach der Linie 4-4 in Fig. 2.

Die Zeichnungen und insbesondere die Fig. 1 und 2 zeigen eine Fußprothese 10, die gemäß der Erfindung aufgebaut ist und einen Vorderfußteil 80 und einen Fersenteil 84 aufweist, welche durch Schrauben- und Mutternkombinationen 104, denen lastübertragende metallische Platten 106 zugeordnet sind, gebrauchsfähig und lösbar miteinander verbunden sind. Wenn es angezeigt ist, können der Vorderfuß- und der Fersenteil dauerhaft aneinander befestigt werden, beispielsweise durch Epoxyklebstoff od. dgl.

Der Vorderfußteil 80 der Prothese 10 weist einen im wesentlichen starren oberen Befestigungsabschnitt 92, einen gekrümmten Fußknöchel- oder Fußwurzelabschnitt 94, einen Rist- oder Spannabschnitt 96 und einen Zehabschnitt 82 auf. Die Abschnitte 92, 94, 96 und 82 des Vorderfußteils 80 werden vorzugsweise einstückig und gleichzeitig aus mehreren Schichten, die in gehärtetes, biegames Polymer eingebettet werden, hergestellt. Alternativ kann zerhackte Fasern enthaltendes oder anderes geeignetes Verstärkungsmaterial statt der oder zusätzlich zu den vorgenannten Schichten benutzt werden.

Der Befestigungsabschnitt 92 weist zwei mittig angeordnete Öffnungen 88 auf (Fig. 4). Der Befestigungsabschnitt 92 ist im wesentlichen starr und in der Lage, Torsions-, Schlag- und andere Belastungen auszuhalten, die auf ihn durch den Vorderfußteil 80 und den Fersenteil 84 der Prothese ausgeübt werden. Darüberhinaus bewirkt die inhärente Steifigkeit des Befestigungsabschnitts 92 die wirksame Übertragung der vorgenannten Belastungen, die auf ihn ausgeübt werden, auf einen geeigneten zusätzlichen prosthetischen Pylon 30 durch Schrauben- und Mutternkombinationen 98, die über Öffnungen 88 mit einer Pylonkupplung 90 verbunden sind. Eine Schraube 100 oder andere geeignete Befestigungsmittel halten den Zusatzpylon 30 in der Kupplung 90 fest.

In der besonderen Ausführungsform, die in den Fig. 1–4 gezeigt ist, ist der Hilfsknöchel 86 zwischen der Kupplung 90 und dem Knöchelteil 80 angeordnet und ist in gebrauchsfähiger Beziehung zu dem Knöchelabschnitt 94 des Knöchelteils durch die Verwendung von mittig angeordneten Öffnungen in einem Befestigungsabschnitt 102 des Knöchelteils 86 befestigt, wobei diese Öffnungen mit den Öffnungen 88 des Befestigungsabschnitts 92 des Knöchelteils im wesentlichen ausgerichtet sind. Die Schrauben- und Mutternkombinationen 98 halten die verschiedenen Bauteile in der vorgenannten gebrauchsfähigen Beziehung. Alternative Ausführungsformen würden das Befestigen des Hilfsknöchels 86 an einer rückwärtigen Oberfläche des Befestigungsabschnitts 92 beinhalten.

In der bevorzugten Ausführungsform dienen die Schrauben- und Mutternkombinationen 104 in Verbindung mit den lastübertragenden metallischen Platten 106 zum Befestigen des Fersenteils 84 in gebrauchsfähiger Beziehung zu dem Vorderfußteil 80 der Prothese. Diese Art der Befestigung erleichtert das Anbauen oder Abbauen von ausgewählten Fersenteilen 84 in gebrauchsfähiger Beziehung zu ausgewählten Vorderfußteilen 80, was somit gestattet, einen breiten Bereich von unterschiedlichen Größen und Spannungsbelastungsansprecheigenschaften zueinander in Beziehung zu setzen, um die optimale funktionale Entsprechung zwischen dem Vorderfußteil 80 und dem Fersenteil 84 zu erreichen.

Ein Hilfsknöchelteil 86 kann benutzt werden, um die Flexibilität des Vorderfußteils 80 zu verringern. Der Hilfsknöchel 86 besteht aus Faserschichten derselben Art wie die verschiedenen Teile der Prothese 10. In der bevorzugten Ausführungsform weist der Hilfsknöchel 86 einen Befestigungsabschnitt 102 auf, der der Kupplung 90 und dem oberen Befestigungsabschnitt 92 des Vorderfußteils 80 wirkungsmäßig zugeordnet ist und vorzugsweise zwischen denselben angeordnet ist. Der Hilfsknöchel 86 wird vorzugsweise in gebrauchsfähiger Beziehung zu dem gekrümmten Knöchelabschnitt 94 des Vorderfußteils 80 durch die vorgenannte Montage der Kupplung 90 mit den Schrauben- und Mutternkombinationen 98 befestigt. An seinem zu dem Befestigungsabschnitt 102 entgegengesetzten Ende hat das Knöchelteil 86 einen sich in der Dicke verjüngenden Abschnitt 108, der eine variierende Biegsamkeit auf der Länge des Knöchelteils 86 erzeugt und außerdem die Wahrscheinlichkeit verringert, daß das Knöchelteil 86 in seiner kooperativen Beziehung zu dem Vorderfußteil 80 und der kosmetischen Hülle der Prothese, die weiter unten ausführlicher beschrieben ist, unerwünscht behindert oder blockiert wird. In alternativen Ausführungsformen ist diese Verjüngung zur Ausführung der Erfin-

dung nicht erforderlich, so daß das Knöchelteil 86 demgemäß mit einer relativ gleichmäßigen Dicke über seiner Länge versehen sein kann.

In der bevorzugten Ausführungsform ist das Hilfsknöchelteil 86 an dem relativ innen gelegenen Radius des gekrümmten Knöchelabschnitts 94 befestigt, so daß die erwartete Aufwärtsbiegung des Zehabschnitts 82 des Vorderfußteils 80, was im folgenden noch näher beschrieben ist, später eine Verformung des Hilfsknöchels 86 sowie eine Verformung des Knöchelabschnitts 94 bewirken wird, durch die die Verformungswiderstands- und die Energiespeicherungseigenschaften des Hilfsknöchelteils 86 mit denen des Knöchelabschnitts 94 wirksam kombiniert werden. Alternative Ausführungsformen würden das Befestigen des Hilfsknöchels 86 an der rückwärtigen Oberfläche des Befestigungsabschnitts 92 und weiter das Befestigen des sich in der Dicke verjüngenden Hilfsknöchelabschnitts 108 an einer unteren Oberfläche 62 des Knöchelabschnitts 94 beinhalten, um die vorgenannte gewünschte Kombination aus den Verformungswiderstands- und den Energiespeicherungseigenschaften des Hilfsknöchelteils 86 mit denen des Knöchelabschnitts 94 zu erzielen.

Das Hilfsknöchelteil 86 kann mit unterschiedlichen Schichtzahlen versehen werden, um es für Belastungen, die durch den Knöchelabschnitt 94 übertragen werden, mehr oder weniger biegsam zu machen. Bei Konfrontation mit verschiedenen Anomalien eines Amputierten wie Übergewicht oder übermäßige Aktivitätsgrade kann infolgedessen der Grundaufbau des Vorderfußteils 80 und insbesondere des Knöchelabschnitts 94 materiell modifiziert werden, um ein Verhalten des Knöchelteils zu erzielen, das auf die Bedürfnisse des Amputierten präzise eingestellt ist. Insbesondere kann eine Vielfalt von Hilfsknöchelteilen 86 einem Amputierten zur Verfügung gestellt werden, die gestatten, die Flexibilität der Prothese auf der Basis der besonderen Aktivität, die der Amputierte entwickelt, einzustellen.

Wie erwähnt kann eine kosmetische Hülle, die nicht dargestellt ist, vorgesehen werden, um die Prothese 10 zu umhüllen, nachdem die optimale Montage des Vorderfußteils 80 und des Fersenteils 84 sowie irgendeines Hilfsknöchelteils 86 vorgenommen worden sind. Anders als bei den bekannten Konstruktionen ist jedoch die kosmetische Hülle, die aus geformtem Polymer geringer Dichte gebildet sein kann, nicht erforderlich, um irgend eine zusätzliche Stoßdämpfungs- oder andere Spannungsisolierungsfunktion zu erfüllen, da alle Belastungen, die auf die Prothese ausgeübt werden, auf im folgenden ausführlicher beschriebene Weise absorbiert, übertragen und wieder zur Geltung gebracht werden können.

Die Schrauben- und Mutternkombinationen 104 dienen in Verbindung mit den lastverteilenden metallischen Platten 106 zum Befestigen des Fersenteils 84 in gebrauchsfähiger Beziehung zu dem Vorderfußteil 80 der Prothese 10, wie es am besten in den Fig. 1 und 2 der Zeichnungen gezeigt ist. Die vorgenannte Art der Befestigung erleichtert die Montage oder Demontage von ausgewählten Fersenteilen 84 in gebrauchsfähiger Beziehung zu ausgewählten Vorderfußteilen 80 der Prothese 10, was gestattet, einen breiten Bereich von unterschiedlichen Größen und Spannungsbelastungsansprecharakteristiken zueinander in Beziehung zu setzen, um die optimale funktionale Entsprechung zwischen dem Vorderfußteil 80 und dem Fersenteil 84 zu erzielen und den Bedürfnissen des Trägers der Prothese in maximalem Ausmaß anzupassen und außerdem für eine geeignete Anpassung der Prothese 10 an einen aus-

gewählten zusätzlichen Pylon 30 od. dgl. vorzunehmen.

Der Vorderfußteil 80 weist gemäß der Darstellung in Fig. 1 der Zeichnungen den Zehabschnitt 82, den Rist- oder Spannabschnitt 96, den gekrümmten Knöchelabschnitt 94 und den Befestigungsabschnitt 92 auf. Der Fersenteil 84 weist den Befestigungsabschnitt 22 und den Fersenabschnitt 28 auf, der sich mit seinem rückwärtigen Ende 56 vorzugsweise über eine äußerste rückwärtige Oberfläche 58 des Befestigungsabschnitts 92 des Vorderfußteils der Prothese 10 hinaus erstreckt. Passende Bohrungen (nicht dargestellt) in dem Ristabschnitt 96 des Vorderfußteils 80 und dem Fersenteil 84 nehmen die Schrauben- und Mutternkombinationen 104 auf, um für die vorerwähnte Einfachheit des Montierens und Demontierens des Vorderfußteils 80 und des Fersenteils 84 zu sorgen. In der bevorzugten Ausführungsform sind die verschiedenen Abschnitte des Vorderfußteils 80 alle so aufgebaut, daß es nicht erforderlich ist, daß sich ihre Dicke verjüngt, obwohl dem Fachmann klar ist, daß sich die Erfindung nicht auf diesen nichtverjüngten Aufbau beschränkt.

Zwischen der unteren Oberfläche 62 des Knöchelabschnitts 94 des Fersenteils 84 und einer oberen Oberfläche 64 des Fersenabschnitts 28 ist ein elastischer, federnder Funktionsblock 70 mit keilförmigem Aufbau angeordnet, um den Hebelarm des Fersenabschnitts 28 festzulegen und die untere Oberfläche 62 des Knöchelabschnitts 94 und die obere Oberfläche 64 des Fersenabschnitts 28 voneinander zu isolieren. Der Funktionsblock 70 kann aus einer breiten Vielfalt von elastischen Materialien hergestellt werden, zu denen natürlicher und synthetischer Kautschuk od. dgl. gehören.

Die Materialien, aus denen der Vorderfußteil 80, der Fersenteil 84 und der Hilfsknöchel 86 hergestellt sind, müssen so sein, daß sich ein energiespeichernd, elastischer, federartiger Effekt ergibt. Das ist notwendig, weil jede Berührung der Prothese 10 mit einer benachbarten Oberfläche dazu führt, daß Kompressions-, Torsions- und andere Belastungen auf die Prothese 10 ausgeübt werden, die innerhalb der Prothese gespeichert und dann, je nach dem Schritt des Trägers, wieder auf die Oberfläche ausgeübt werden müssen, um einen natürlichen Schritt zu erzielen, der dem Schritt des unbehinderten Beins des Trägers der Prothese 10 in jeder Hinsicht ideal angepaßt ist.

Der Vorderfußteil 80 und der Fersenteil 84 sowie der Hilfsknöchel 86 der Prothese werden als unitäre Bauteile vorzugsweise geformt, und zwar sorgfältig so geformt, daß eine auf sie ausgeübte Beanspruchung gleichmäßig absorbiert wird. Die Konfiguration der beiden Teile 80 und 84 ist äußerst wichtig, und die zerhackten Fasern, Lamine oder anderen Verstärkungsmaterialien sowie das Polymer oder die Polymere, aus denen die Teile 80 und 84 hergestellt werden, müssen elastisch und in der Lage sein, die Druck-, Torsions- und anderen Beanspruchungen, die oben erwähnt sind, aufzunehmen und die durch diese Beanspruchungen erzeugte gespeicherte Energie auf natürliche Weise wieder an die beaufschlagte Oberfläche abzugeben, die ursprünglich dieselbe Beanspruchungen auf die Prothese 10 ausgeübt hat.

Es hat sich herausgestellt, daß es eine begrenzte Anzahl von Polymeren gibt, die in der Lage sind, die beträchtlichen Beanspruchungen und wiederholten Belastungen auszuhalten, die auf die Prothese 10 ausgeübt werden, insbesondere angesichts der zahllosen Beanspruchungszyklen, denen die Prothese 10 während des normalen täglichen Gebrauchs ausgesetzt ist.

Gegenwärtig das beste Material für die Prothese 10

ist ein Verbundstoff aus hochfester Graphitfaser in einem eine hohe Zähigkeit aufweisenden, warmhärtenden Epoxidharzsystem. Dafür gibt es mehrere Gründe: (1) hohe Festigkeit; (2) das Verhältnis von Steifigkeit zu Gewicht von Graphit im Vergleich zu dem von anderen Materialien; (3) die fast vollständige Rückgabe der zugeführten oder gespeicherten Energie; (4) leichtes Gewicht; (5) hohe Ermüdungsfestigkeit; und (6) minimales Kriechen. Als ein alternatives Material ist Glasfaser/Epoxy eine faire Wahl, es ist aber nicht so gut wie Graphit, weil es eine geringere Ermüdungsfestigkeit und eine höhere Dichte hat. Kevlar ist noch weniger akzeptabel, und zwar wegen der schlechten Druck- und Scherfestigkeit, obgleich es unter den erwähnten Materialien die geringste Dichte hat.

Ein wichtiger Aspekt der Polymere und der zerhackten Fasern oder Lamine, die oben erwähnt worden sind, ist, daß sie durch eine benötigte, aber nicht übermäßige Durchbiegung unter Belastung gekennzeichnet sind, wobei diese Eigenschaft die Stoßdämpfungsspannungsbelastung der Prothese 10 gestattet und gleichzeitig für ausreichende Stabilität sorgt, um den Kollaps des Vorderfußteils 80, des Fersenteils 84 und des Knöchelteils 86 der Prothese 10 zu verhindern, wenn Belastungen auf sie ausgeübt werden.

Zum Erzielen der relativ dünnen Konstruktion des Fußteils 80 und des Fersenteils 84 sowie des Hilfsknöchelteils 86 der Prothese 10 werden die vorgenannten Polymere in Verbindung mit verschiedenen Verstärkungs- oder Laminiermaterialien benutzt. Verschiedene Arten von Faserschichten können benutzt werden, um das Kontinuum zu erzielen, das durch den Entwurf des Fußteils 80, des Fersenteils 84 und des Knöchelteils 86 erforderlich ist, um die Spannungssorbier- und -speichereigenschaften der Polymere zu ergänzen, in die die Faserschichten eingebettet sind.

Selbstverständlich ist gegenwärtig eine breite Vielfalt von Faserverstärkungen in Form von Schichten verfügbar, wozu anorganische Fasern wie Glas oder Kohlefasern gehören. Diese anorganischen Fasern werden üblicherweise in Band- oder Blattform geliefert und können ohne weiteres in der Form einander überlagert werden, damit sie in dem ausgewählten Polymer eingebettet werden können. Die Fasern können auch, wie oben angegeben, zerhackt sein oder in anderer Form vorliegen.

Offenbar bestimmen die Anzahl der überlagerten Schichten oder anderen Verstärkungsschichten und deren Längen zusammen mit der Dicke des Einbettpolymers die Spannungseigenschaften der sich ergebenden Fuß- und Fersenteile 80, 84 und des Knöchelteils 86 und demgemäß das Gesamtgewicht der Prothese 10. Aus der folgenden Beschreibung wird deutlich werden, daß der einzelne Fußteil 80, der einzelne Fersenteil 84 und das einzelne Knöchelteil 86 so ausgelegt werden, daß sie Personen speziell angepaßt sind, die unterschiedliche Fußgrößen, unterschiedliche Gewichte und unterschiedlichen Schritt haben, und der individuelle Entwurf des Fußteils 80, des Fersenteils 84 und des Knöchelteils 86 ergibt eine Anpassung in einem im Stand der Technik bislang ungeahnten Ausmaß an die natürlichen Eigenschaften des unbeeinträchtigten Beins des Trägers.

Der Funktionsblock 70 kann in verschiedenen Größen und Materialien vorgesehen werden, die unterschiedliche Kompressionseigenschaften haben, so daß der Hebelarm und die entsprechenden Durchbiegungen des Fersenabschnitts 28 vergrößert oder verkleinert werden können.

Der Knöchelabschnitt 94 wird, wie oben erwähnt, in-

tegral mit dem oberen Befestigungsabschnitt 92 hergestellt, und der Befestigungsabschnitt bildet das obere Ende des Knöchelabschnitts 94, wogegen der Anfang des Ristabschnitts 96 des Vorderfußteils 80 das untere Ende des Knöchelabschnitts 94 bildet. Die Konfiguration des Knöchelabschnitts 94 in Verbindung mit dem Hilfsknöchelteil 86 ist die Maßnahme, durch die Druckbelastungen, die beim Aufsetzen des Fußteils 80 und des Fersenteils 84 auf eine benachbarte Oberfläche ausgeübt werden, absorbiert und anschließend wieder auf diese Oberfläche ausgeübt werden. Der Knöchelteil 94 und das Hilfsknöchelteil 86 sind so ausgelegt, daß sie im wesentlichen wie ein Fußgelenk funktionieren, um das Verschwenken des Vorderfußteils 80 auf eine Art und Weise zu gestatten, die der Art und Weise analog ist, auf die der normale Fuß um das normale Fußgelenk um eine Achse quer zu dem Fußgelenk verschwenkt wird.

Die Krümmungsradien des Knöchelabschnitts 94 und des Hilfsknöchelteils 86 entsprechen einander, damit sich die inhärente Elastizität und Biegsamkeit des Vorderfußteils 80 ergeben und gleichzeitig unerwünschtes, übermäßiges Kollabieren des Knöchelabschnitts 94 verhindert wird.

Der Befestigungsabschnitt 22 des Fersenteils 84 ist im wesentlichen starr, und die Anfangsdurchbiegung des Fersenausschnitts 28 erfolgt unmittelbar an dem rückwärtigen Ende 56 des Fersenausschnitts, der unmittelbar an dem Funktionsblock 70 endigt. Durch einen längeren oder weniger elastischen Funktionsblock 70 wird der Hebelarm des Fersenausschnitts 28 des Fersenteils 84 reduziert, und entsprechend wird der Biegemodul des Knöchelabschnitts reduziert, wogegen ein kürzerer oder elastischer Funktionsblock 70 den Hebelarm vergrößert und entsprechend die Durchbiegung des Fersenausschnitts 28 unter Last vergrößert.

Der Zehabschnitt 82 und der Fersenausschnitt 28 können mit unterschiedlichen Längen vorgesehen werden, damit sie der Größe des Fußes des Trägers der Prothese 10 entsprechen. Wenn diese unterschiedlichen Längen vorgesehen werden, kann eine entsprechende Verringerung oder Vergrößerung der Anzahl der Schichten und der Dickenverjüngung des Zehabschnitts 82 und des Fersenausschnitts 28 vorgenommen werden, um für die geeignete Durchbiegung des Zeh- und des Fersenausschnitts zu sorgen. Es sei außerdem angemerkt, daß selbst bei dem kürzesten Fersenausschnitt 28 das rückwärtige Ende 56 desselben vorzugsweise über die rückwärtige Oberfläche 58 des Vorderfußteils 80 vorsteht. Infolgedessen bleiben die Stabilisierungs- und Spannungsabsorptionseigenschaften des Fersenausschnitts 28 der Prothese 10 immer erhalten.

Dem Fachmann ist klar, daß viele alternative Ausführungsformen der Kupplung 90 in Verbindung mit den vielen alternativen Ausführungsformen des übrigen Teils der Erfindung konstruiert und austauschbar benutzt werden können.

Es ist klar, daß bei jeder Ausführungsform der Erfindung die Faserverstärkungen in Form von Schichtlagen, welche in die Prothese eingebettet sind, angepaßt oder verjüngt werden können, um einen allmählichen Übergang zu erzielen, wenn die Anzahl der Lagen in irgend einem Bereich des Vorderfußteils oder des Fersenteils reduziert wird.

Wenn eine relativ leichte Person an Sport oder anderen Aktivitäten teilnimmt, bei denen die Prothese 10 größeren Belastungen ausgesetzt wird, wird ein Fersenteil 84 oder ein Vorderfußteil 80 angepaßt, der diesen größeren Belastungen entspricht.

Der Knöchelabschnitt 94 des Vorderfußteils 80 biegt sich unter Belastung durch, und das Hilfsknöchelteil 86 biegt sich ebenso durch. Darüber hinaus biegen sich der Zehabschnitt 82 und der Ristabschnitt 96 des Vorderfußteils 80 sowie der Fersenausschnitt 28 des Fersenteils 84 unter dieser Belastung durch. Deshalb absorbieren der Knöchelabschnitt 94, das Hilfsknöchelteil 86, der Ristabschnitt 96, der Zehabschnitt 82 und der Fersenausschnitt 28, wenn sie vertikalen Druckbelastungen ausgesetzt sind, diese Belastungen.

Infolgedessen gibt es keine Spannungskonzentration, und zwar weder in der Auftreffphase, wenn die benachbarte Oberfläche durch den Träger der Prothese 10 zum ersten Mal berührt wird, noch wenn die akkumulierten Kräfte, welche in der Prothese 10 gespeichert sind, zurückgegeben werden.

Die Krümmung des Zehabschnitts 82 sorgt für maximale Anpassung dieses Abschnitts während des Oberflächenkontakts sowohl in der Auftreff- als auch in der Kraftrückgabephase der Prothese 10. Ähnliche Überlegungen gelten für die Krümmung des Fersenausschnitts 28 des Fersenteils 84 der Prothese 10. Die Krümmungen des Zehabschnitts 82 und des Fersenausschnitts 28 ergeben relativ lange Hebelarme, durch die Stabilität und außerdem Spannungsspeicherung sowie Spannungsreaktion erzielt werden.

Das bevorzugte Verfahren zum Herstellen des Vorderfußteils 80 und des Fersenteils 84 sowie des Hilfsknöchelteils 86 der Prothese 10 ist ein Warmhärtungsverfahren, das die Verwendung von Formen beinhaltet, die geeignet geformte und bemessene Formhohlräume haben. Die Formhohlräume sind so ausgelegt, daß sie die erforderliche Anzahl von Laminaten und die passende Menge an Polymer aufnehmen.

Anders als bei den bekannten unitären Vorrichtungen beinhaltet das Anpassen der Prothese 10 die zweckmäßige Einstellung der Prothese durch die geeignete Kombination aus Vorderfußteil 80, Fersenteil 84 und Hilfsknöchelteil 86. Es beinhaltet außerdem die Auswahl des richtig ausgelegten Zusatzpylons 30, der mit Hilfe der Kupplung 90 an dem Befestigungsabschnitt 92 des Vorderfußteils 80 befestigt werden kann. Nur wenn die richtige Korrelation zwischen dem Vorderfußteil 80, dem Fersenteil 84, dem Hilfsknöchelteil 86 und dem zusätzlichen Pylon 30 vorhanden ist, kann die nicht gezeigte kosmetische Hülle auf den zusammengebauten Teilen der Prothese 10 angebracht werden.

Durch die Prothese nach der Erfindung wird ein Fuß geschaffen, der dem Gewicht, dem Schritt und den körperlichen Eigenschaften des Trägers sorgfältig angepaßt werden kann. Das wird erreicht durch sorgfältiges Ausgleichen der physikalischen Eigenschaften des Vorderfußteils 80, des Fersenteils 84, des Hilfsknöchelteils 86 und der verschiedenen Abschnitte derselben.

Darüber hinaus hat die zusammengebaute Prothese ein viel geringeres Gewicht als die bekannten Prothesen, da der inhärente Entwurf und Aufbau der Prothese, die benutzten Materialien und die sorgfältige Berechnung der Spannungsfaktoren der Bauteile der Prothese eine Feinabstimmung der Prothese auf die Bedürfnisse des Trägers derselben gestatten.

Die Prothese nach der Erfindung ist mit einiger Besonderheit beschrieben worden, aber die speziellen Entwürfe und Konstruktionen, die beschrieben worden sind, sind nicht in einschränkendem Sinn zu verstehen, denn verschiedene Modifizierungen, die für den Fachmann auf der Hand liegen werden, liegen im Rahmen der Erfindung, und alle Änderungen und Modifizierun-

gen fallen unter die beigefügten Ansprüche.

Patentansprüche

1. Prothetischer Fuß, gekennzeichnet durch folgende Kombination: einen Vorderfußteil (80), der einen Zehabschnitt (82) aufweist, einen gekrümmten Knöchelabschnitt (94) und einen sich im wesentlichen vertikal erstreckenden Befestigungsabschnitt (92), der unmittelbar oberhalb des gekrümmten Knöchelabschnitts (94) endigt; einen Fersenteil (84), der einen Befestigungsabschnitt (22) hat, welcher an dem Vorderfußteil (80) befestigt ist, und einen Fersenabschnitt (28), der sich von diesem aus nach hinten erstreckt; und ein Hilfsknöchelteil (86), das an dem gekrümmten Knöchelabschnitt (94) befestigt ist. 5
2. Prothetischer Fuß nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Fersenteil (84) an dem Vorderfußteil (80) lösbar befestigt ist, damit Fersenteile (84), die unterschiedliche Federkonstanten haben, an dem Vorderfußteil (80) des Fußes (10) befestigt werden können. 20
3. Prothetischer Fuß nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß das Hilfsknöchelteil (86) eine Feder darstellt, die an den gekrümmten Knöchelabschnitt (94) angrenzt und in Wirkbeziehung zu dieser befestigt ist. 25
4. Prothetischer Fuß nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß ein elastisches Federteil (70) zwischen einer unteren Oberfläche (62) des Vorderfußteils (80) und einer diese schneidende obere Oberfläche (64) des Fersenteils (84) eingefügt ist. 30
5. Prothetischer Fuß nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß der Vorderfußteil (80) aus überlagerten Laminaten hergestellt ist, die durch ein Einbettpolymer in gebrauchsfähiger Beziehung gehalten werden, und daß der Knöchelabschnitt (94) und der Zehabschnitt (82) des Vorderfußteils (80) zu Biegespannungen in der Lage 40 sind, die durch die Abmessungen der Laminate in dem Knöchel- und dem Zehabschnitt (94, 82) des Vorderfußteils (80) bestimmt werden. 35
6. Prothetischer Fuß nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Fersenteil (84) aus überlagerten Laminaten hergestellt ist, die in ein Polymer eingebettet sind, und zu einem Federspannungsansprechen in der Lage ist, wenn Knöchelbelastungen während der Benutzung des Fußes (10) auf ihn ausgeübt werden. 45
7. Prothetischer Fuß, gekennzeichnet durch folgende Kombination: einen Vorderfußteil (80), der aus durchgehenden, integral und gleichzeitig gebildeten Befestigungs-, gekrümmten Knöchel-, Rist- und Zehabschnitt (92, 94, 96, 82) besteht, wobei diese Abschnitte als unitäre Gebilde hergestellt sind, wobei der Knöchel-, der Rist- und der Zehabschnitt (94, 96, 82) zu einer Federspannung in der Lage 55 sind, die durch Energiespeicherung erzeugt wird, wodurch die Beaufschlagung des Zehabschnitts (82) mit Biegemomenten eine gleichmäßige Übertragung der Federspannung über den Rist- und den gekrümmten Knöchelabschnitt (96, 94) auf den Befestigungsabschnitt (92) bewirken wird, einen Fersenteil (84), der an dem Vorderfußteil (80) befestigt ist, wobei der Fersenteil (84) ein rückwärtiges Ende hat, das sich über den gekrümmten Knöchelabschnitt (94) des Vorderfußteils (80) des Fußes (10) 60
8. Prothetischer Fuß nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß ein elastisches Federteil (70) zwischen einer unteren Oberfläche (62) des Ristabschnitts (96) des Vorderfußteils (80) und einer diese schneidende obere Oberfläche (64) des Fersenteils (84) eingefügt ist. 65

hinaus erstreckt; und ein Hilfsknöchelteil (86), das dem Knöchelabschnitt (94) überlagert ist, wobei das Hilfsknöchelteil (86) in der Lage ist, in merklichen Ausmaß Energie während des Gebrauchs des prosthetischen Fußes (10) zu speichern, und zwar zusätzlich zu der Energiespeicherung des Vorderfußteils (80).

9. Prothetischer Fuß nach Anspruch 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, daß der Knöchelabschnitt (94) des Vorderfußteils (80) ein oberen Ende hat, welches durch den Befestigungsabschnitt (92) gebildet ist, und ein unteres Ende, das sich in den Ristabschnitt (96) erstreckt und diesen bildet, wobei das untere Ende, der Ristabschnitt (96) und der Zehabschnitt (82) sich bis zu einem Ende des Zehabschnitts (82) in der Dicke allmählich verjüngen. 10
10. Prothetischer Fuß nach einem der Ansprüche 7 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß der Fersenteil (84) an dem Vorderfußteil (80) lösbar befestigbar ist, um die Befestigung des Fersenteils (84) an dem Vorderfußteil (80) und das Entfernen desselben von dem Vorderfußteil (80) zu erleichtern, um das Austauschen von Vorderfußteilen (80) zu gestatten, die unterschiedliche Federkonstanten haben. 20
11. Prothetischer Fuß nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß der Fersenteil (84) einen Befestigungsabschnitt (22) und einen sich nach hinten verjüngenden Fersenabschnitt (28) aufweist, der hinter dem Knöchelabschnitt (94) endigt. 25
12. Mehrteiliger prosthetischer Fuß, gekennzeichnet durch folgende Kombination: einen oberen unitären Fußteil (80), der einen sich aufwärts erstreckenden Befestigungsabschnitt (92) und einen sich abwärts erstreckenden und sich nach vorn öffnenden Knöchelabschnitt (94) hat sowie einen Rist- und einen Zehabschnitt (96, 82) aufweist, wobei alle diese Abschnitte integral und gleichzeitig miteinander hergestellt sind; ein Hilfsknöchelteil (86), das dem Knöchelabschnitt (94) überlagert ist; und einen unteren Fußteil, der ein vorderes Ende hat, das an der Unterseite des oberen Fußteils befestigt ist, und einen hinteren Ende, das sich über den Knöchelabschnitt (94) des oberen Fußteils hinaus erstreckt, wobei das Hilfsknöchelteil (86) zu einem merklichen Ausmaß an Energiespeicherung während des Gebrauchs des prosthetischen Fußes (10) zusätzlich zu der Energiespeicherung des Vorderfußteils (80) in der Lage ist. 30
13. Prothetischer Fuß nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß der Befestigungsabschnitt (92) durch einen oberen Arm des Knöchelabschnitts (94) gebildet ist und daß ein unteres Ende des Knöchelabschnitts (94) den Beginn des Ristabschnitts (96) des oberen Fußteils bildet. 35
14. Prothetischer Fuß nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß ein elastisches Federteil (70) zwischen einer unteren Oberfläche (62) des Ristabschnitts (96) des Fußteils und einer diese schneidende obere Oberfläche (64) des Fersenteils (84) eingefügt ist. 40
15. Prothetischer Fuß nach Anspruch 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, daß der Fersenteil (84) an 45

dem Fußteil (80) lösbar befestigt ist, um die Substitution von Fersenteilen (84) mit unterschiedlichen Federkonstanten in gebrauchsfähiger Beziehung mit dem Fußteil (80) des prothetischen Fußes (10) zu gestatten.

16. Prothetischer Fuß nach einem der Ansprüche 13 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß das Hilfsknöchelteil (86) federbelastet ist und an den Knöchelabschnitt (94) angrenzt und in gebrauchsfähiger Beziehung zu diesem befestigt ist.

17. Prothetischer Fuß nach einem der Ansprüche 13 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß sich der Fußteil (80) von einem unteren Ende des Knöchelabschnitts (94) bis zu einem Ende des Zehabschnitts (82) verjüngt.

18. Prothetischer Fuß nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß der Fersenteil (84) einen Befestigungsabschnitt (22) und einen Fersenabschnitt (28) aufweist, der sich von seiner Schnittstelle mit dem Befestigungsabschnitt (22) bis zu einem hinteren Ende des Fersenabschnitts (28) allmählich und gleichmäßig verjüngt.

19. Unterschenkelprothese mit einer Befestigungseinrichtung zum Befestigen der Prothese an dem Stumpf eines Trägers, gekennzeichnet durch folgende Kombination: einen J-förmigen Vorderfußteil (80), bei dem die J-Form einen Befestigungsteil (92) aufweist, der der Befestigungseinrichtung wirkungsmäßig zugeordnet ist, wobei der Befestigungsteil eine ausreichende Festigkeit hat, um Kräfte, die auf die Prothese (10) im Gebrauch derselben ausgeübt werden, zu übertragen und auszuhalten, einen gekrümmten Knöchelabschnitt (94) unmittelbar benachbart zu dem Befestigungsteil (92) und einen sich nach vorn erstreckenden Zehabschnitt (82), wobei der J-förmige Vorderfußteil (80) in der Lage ist, während der Bewegung Energie zu speichern und wieder abzugeben, ohne die Notwendigkeit irgendeiner Energiespeicherung und -wiederfreisetzung in irgendeinem zusätzlichen Pylonenteil.

20. Prothese nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, daß der vertikale Befestigungsteil (92), der gekrümmte Knöchelabschnitt (94) und der Zehabschnitt (82) integral hergestellt sind, damit durch Federspannung erzeugte Energiespeicherung erfolgt, wodurch die Beaufschlagung des Zehabschnitts (82) mit Biegemomenten zu einer gleichmäßigen Übertragung der Federspannung über den gekrümmten Knöchelabschnitt (94) auf den Befestigungsabschnitt (92) führen wird.

21. Prothese nach Anspruch 19 oder 20, gekennzeichnet durch einen Fersenteil (84), der an dem J-förmigen Vorderfußteil (80) befestigt ist.

22. Prothese nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, daß der Fersenteil (84) an dem J-förmigen Vorderfußteil (80) lösbar befestigt ist.

23. Prothese nach einem der Ansprüche 19 bis 22, gekennzeichnet durch ein Hilfsknöchelteil (86), das an dem gekrümmten Knöchelabschnitt (94) befestigt ist.

24. Prothetischer Fuß, gekennzeichnet durch folgende Kombination: einen Vorderfußteil (80), der einen Zehabschnitt (82), einen gekrümmten Knöchelabschnitt (94) und einen Befestigungsabschnitt (92) aufweist, wobei der Befestigungsabschnitt (92) ein sich im wesentlichen vertikal erstreckendes oberes Ende hat, das unmittelbar über dem Knö-

chelabschnitt (94) endigt, wobei das obere Ende so angeordnet ist, daß es eine einfache Befestigung an dem Träger gestattet, wobei der Vorderfußteil (80) zur Energiespeicherung und -wiederfreisetzung während der Bewegung in der Lage ist, ohne die Notwendigkeit irgendeiner Energiespeicherung und -wiederfreisetzung in irgendeinem zusätzlichen Pylonenteil.

25. Prothetischer Fuß nach Anspruch 24, gekennzeichnet durch ein Hilfsknöchelteil (86), das an dem gekrümmten Knöchelabschnitt (94) befestigt ist.

26. Prothetischer Fuß nach Anspruch 24 oder 25, gekennzeichnet durch einen Fersenteil (84), der einen Befestigungsabschnitt (22) hat, welcher an dem Vorderfußteil (80) befestigt ist, und einen Fersenabschnitt (28), der sich von diesem aus nach hinten erstreckt.

27. Prothetischer Fuß nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, daß der Fersenteil (84) lösbar befestigt ist.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

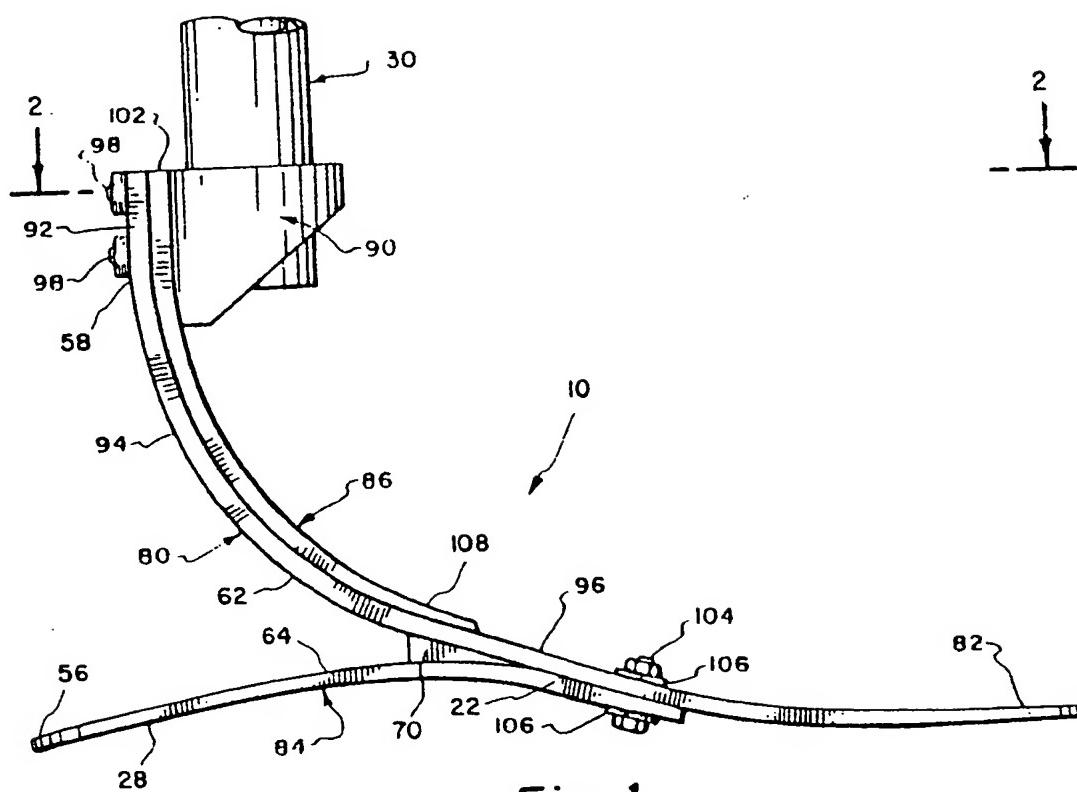


Fig. 1.

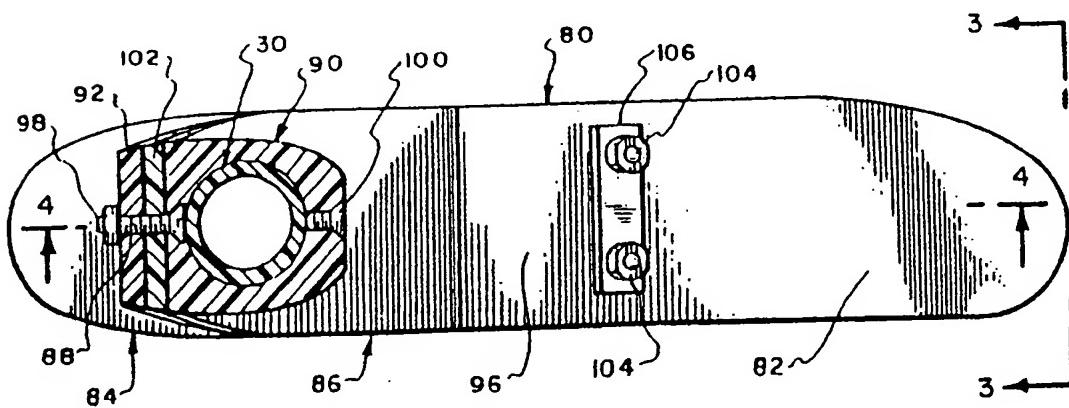


Fig. 2.

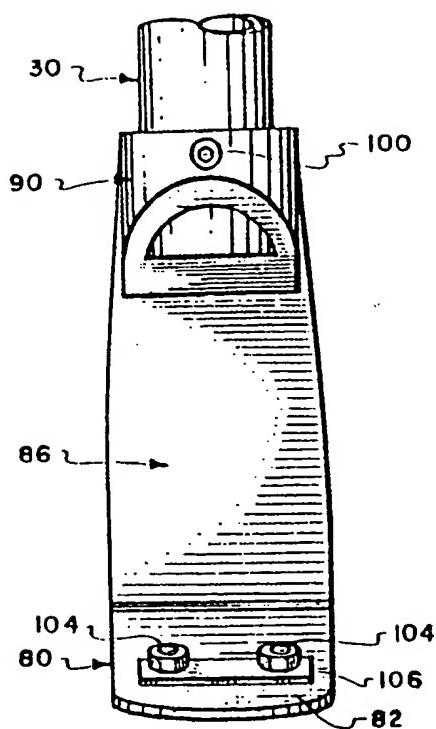


Fig. 3.

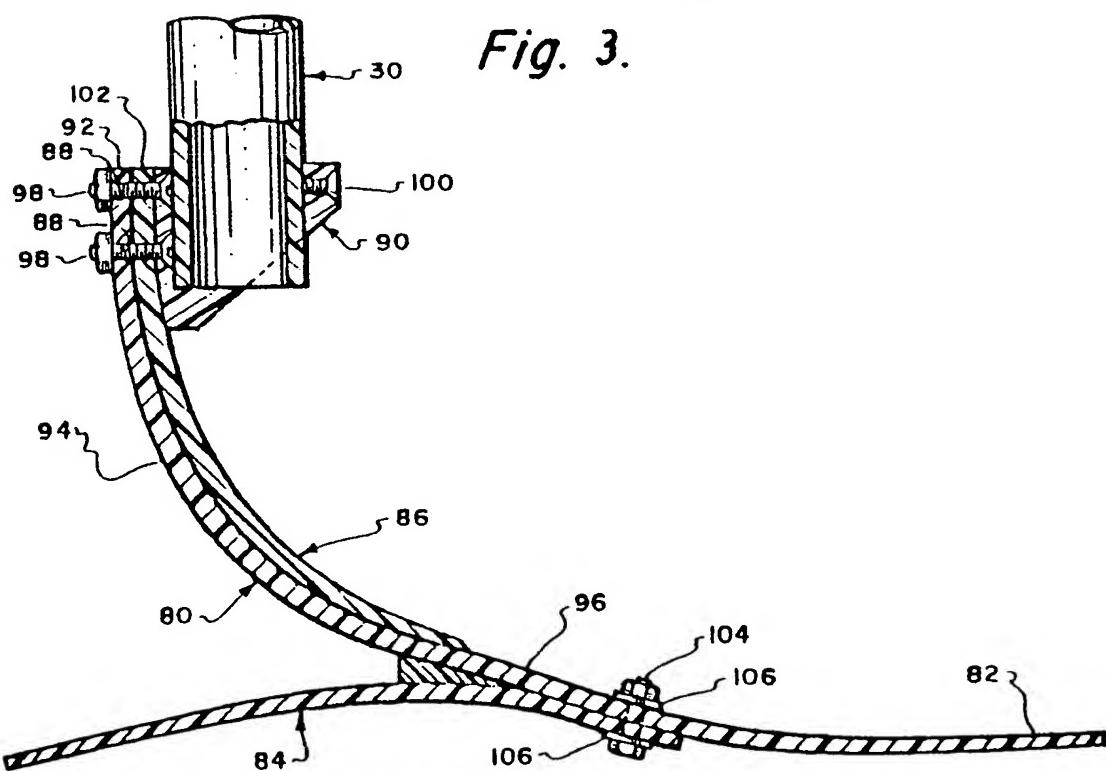


Fig. 4.